

Полтавський державний аграрний університет

**ЯКІСТЬ ТА БЕЗПЕЧНІСТЬ ПРОДУКЦІЇ У
ВНУТРІШНІЙ І ЗОВНІШНІЙ ТОРГІВЛІ Й
ТОРГОВЕЛЬНЕ ПІДПРИЄМНИЦТВО:
СУЧАСНІ ВЕКТОРИ РОЗВИТКУ І ПЕРСПЕКТИВИ**

**Колективна монографія
За редакцією О. В. Калашник, С. Е. Мороз,
І. О. Яснолоб**

Полтава – 2021

ЗМІСТ

Баль-Прилипка Л. В., Толлок Є. В. Вегетаріанство як різновид нетрадиційного харчування	5
Бірта Г. О., Бургу Ю. Г., Флока Л. В. Вплив генно-модифікованих організмів на якість та безпечність продовольчої сировини.....	27
Бородай А. Б. Удосконалення технології безалкогольних напоїв на основі екстрактів із дикорослих ягід.....	99
Галич О. А. Проблемні аспекти реалізації маркетингу на ринку праці та шляхи їх вирішення.....	120
Дядик Т. В. Світовий досвід розвитку бізнес-освіти.....	145
Калашник О. В. Ідентифікація, оцінка якості та безпечності виробів для дітей із пластичних мас.....	163
Калюжна Ю. П., Яснолоб І. О. Органічна продукція на товарній біржі – ефективна складова продовольчої та екологічної безпеки.....	191
Кириченко О. В. Виклики сталого розвитку текстильної промисловості... ..	202
Купчення Л. І. Якість, безпечність та екологічність продукції у контексті членства України в міжнародних спільнотах.....	220
Лісіца В. В. Тенденції на напрями трансформації українського ритейлу у пандемічний та постпандемічний періоди.....	237
Мороз С. Є. Підприємництво у торговельній сфері: стан та перспективи розвитку в умовах конкуренції.....	268
Пелик Л. В. Безпечність текстильних матеріалів із використанням високотермостійких волокон.....	295
Рамусь М. О. Характеристика сплавів, що використовують в галузі ортопедичної стоматології.....	318
Спіцина А. Є. Вплив євроінтеграційних процесів на ринок праці України.	335
Толок Г. А. Передумови формування і розвитку ринку функціональних продуктів.....	367
Юдічева О. П. Якість і безпечність олії.....	392
Яснолоб І. О. Формування стратегії сталого розвитку інвестиційно-інноваційного потенціалу підприємств агропродовольчої сфери в умовах ринкової конкуренції.....	415

ХАРАКТЕРИСТИКА СПЛАВІВ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬ В ГАЛУЗІ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ

Рамусь Михайло Олександрович

кандидат медичних наук, доцент кафедри
пропедевтики ортопедичної стоматології

Полтавський державний медичний університет

e-mail: ramusmo.por@gmail.com

ORCID ID: 0000-0003-4040-6905

Анотація. У даній роботі розглянуті властивості сплавів, які використовуються в сучасній стоматології. На сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології успіх лікування залежить не тільки від знань та умінь лікаря і зубного техника, але і значною мірою від правильного, оптимального вибору та використання стоматологічних матеріалів. Звідси витікає необхідність глибокого вивчення властивостей матеріалів та якісних змін, які відбуваються у процесі їх використання.

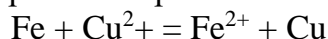
Ключові слова: метали, сплави, ортопедична стоматологія,

У клініці ортопедичної стоматології широкого застосування набули сплави металів, оскільки чисті метали не відповідають тим вимогам, які ставляться до конструкційних матеріалів, вони недостатньо міцні, дуже дорогі, піддаються корозії.

Як відомо, метали – це прості речовини, що характеризуються в звичайних умовах високими фізико-хімічними властивостями, електро- і теплопровідністю, пластичністю, типовим «металевим блиском» і мають у твердому стані типову кристалічну будову. Основна хімічна властивість металів – здатність їхніх атомів легко віддавати валентні електрони і переходити в позитивно заряджені іони. Тому метали – це добрі відновники. Хімічні властивості металів визначаються будовою їхніх атомів і типом кристалічних ґраток.

Однак здатність до віддачі електронів у різних металів виявляється по-різному: в одних – більш легко, в інших – із деякими утрудненнями. Чим легше атоми металів віддають свої електрони, тим активніше вони вступають у взаємодію з іншими елементами.

Для якісної характеристики цієї активності можна скористатися реакціями витиснення. Наприклад, якщо пластинку заліза занурити в розчин мідного купоросу, то процес, що відбувається, буде виражатися рівнянням



тобто залізо витісняє мідь зі сполуки.

Отже, залізо – більш активний метал, ніж мідь. Його атоми легше перетворюються в позитивно заряджені іони. За хімічною активністю метали розташовують у ряд, який називають електрохімічним рядом напруг:

Посилення відбудовної здатності

Li	Cs	K	Ca	Na	Mg	Al	Mn	Zn	Cr	Fe	Ni	Sn	Pb	H ₂	Cu	Ag	Hg	Au
-3,04	-3,01	-2,92	-2,87	-2,71	-2,37	-1,66	-1,18	-0,76	-0,74	-0,44	-0,25	-0,14	-0,13	0,00	+0,34	+0,80	+0,85	+1,50
Li ⁺	Cs ⁺	K ⁺	Ca ²⁺	Na ⁺	Mg ²⁺	Al ³⁺	Mn ²⁺	Zn ²⁺	Cr ³⁺	Fe ²⁺	Ni ²⁺	Sn ²⁺	Pb ²⁺	2H ⁺	Cu ²⁺	Ag ⁺	Hg ²⁺	Au ³⁺

Посилення окисної здатності

Рис. 1. Електрохімічний ряд напруг металів

У ряді напруг знаходиться і водень, тому що його атоми, як і атоми металів, легко утворюють позитивні іони H^+ .

Кількісна характеристика активності металів визначається їхніми стандартними електродними потенціалами.

Сучасна наука хімічну активність елементів характеризує електричним потенціалом щодо іона водню H^+ . Чим негативніший хімічний потенціал, тим для пацієнта краще. З цього погляду, стоматологічні сплави можуть бути розташовані в порядку їхньої хімічної активності. Нижче наведені орієнтовні дані електрохімічних потенціалів різних стоматологічних сплавів у соляному розчині при температурі $36^\circ C$ (середовище порожнини рота).

Сплав системи Au – Pt – Pd – Ag	– 0,45
Сплав системи Au – Cu – Ag	– 0,34
Кобальтохромовий сплав Vitallium	– 0,30
Нікелехромовий сплав Wiroh 88	– 0,22
Хромонікелева сталь 18/10	– 0,12
Водень H^+	(0,0)

Таким чином, первинні дані вказують на те, що кобальтохромові сплави за електричними потенціалами ближчі до золотовмісних, ніж нікелехромові. Більше того, за електрохімічною активністю різниця між кобальтохромовими і золотовмісними сплавами менша, ніж між кобальтохромовими і нікелехромовими. Ще більшою мірою відрізняються хромонікелеві сплави і нержавіюча стоматологічна сталь 18/10 на основі системи залізо-нікель-хром.

Тому у виготовленні протезів і апаратів різних конструкцій із застосуванням неоднорідних металів необхідно враховувати хімічну активність цих металів, а також металів або їхніх сплавів, що вже знаходяться в порожнині рота: амальгами, вкладок, коронок та ін. У іншому разі можуть виникнути окислювально-відновні реакції, що призводять до швидкого зношування протезів, або явища гальванізму, пов'язаного з різницею потенціалу.

З огляду на вищевикладене, у виготовленні протезів необхідно дотримуватись таких правил:

а) активніше розробляти і впроваджувати в стоматологічну практику сплави, що не викликають високої різниці потенціалів у порожнині рота;

б) виготовляти металеві конструкції за можливості з однорідних сплавів;

в) уникати за можливості штамповано-паяної технології виготовлення незнімних протезів;

г) активніше впроваджувати в дентальну практику методи суцільнолитого і безпаяльного виготовлення протезів.

Першим металом для виготовлення протезів було золото, оскільки золото і подібні йому метали (срібло, платина) зустрічаються в природі у вільному самородному стані і не вимагають особливих складних технологій для одержання металу з руди. Більшість же металів мають форму мінералів і руд. Серед найпоширеніших природних сполук металів – оксиди, сульфіді, карбонати, силікати.

У промисловості метали одержують відновленням відповідних руд. Залізо і сплави на його основі традиційно називають чорними металами. Мідь, цинк, олово, свинець і деякі інші належать до кольорових металів.

У рідкому стані (розплаві) метали цілком зберігають свої електричні й оптичні властивості. У розплаві зберігається приблизно таке ж взаємне розташування атомів, як і у твердому стані. У нормальних умовах усі метали – тверді кристалічні речовини, за винятком ртуті – важкої рухливої рідини ($t_{пл} = - 39^\circ C$). Багато металів здатні

реагувати один з одним. Ртуть із деякими металами (Cu, Ag) утворює рідкі сплави, названі амальгамами.

Продукти взаємодії металів між собою належать до сплавів із новими якостями, не властивими жодному з компонентів. Складові в розплавленому стані взаємно розчиняються й утворюють однорідну масу. При переході з рідкого стану у твердий зв'язок між компонентами може бути різним. За характером цих зв'язків розрізняють три види сплавів: механічну суміш, твердий розчин і хімічну сполуку.

Механічна суміш. У розплавленому стані становить собою однорідну масу, при затвердінні якої кожний із компонентів зберігає свою кристалічну структуру і властивості. Загальні властивості такого сплаву будуть усередненими властивостями елементів, що його утворюють, із перевагою властивостей того компонента, що має кількісну перевагу в сплаві. Сплави у вигляді механічних сумішей утворюються лише в тих випадках, коли у твердому стані компоненти взаємонерозчинні. У зубопротезній практиці механічну суміш становлять собою сплави свинцю, олова, вісмуту й ін.

Тверді розчини. Сплави цього виду утворюють кристалічні ґратки одного з домінуючих елементів, що є розчинником, при цьому тип ґраток основного металу зберігається. Якщо до складу твердого розчину входять неметали, то їхні атоми звичайно розташовуються в міжатомному просторі кристалічних ґраток сплаву.

У стоматологічній практиці твердими розчинами вважаються сплави з золота, платини, нікелю, хрому й ін. Ці сплави достатньою мірою володіють фізико-механічними властивостями, які дозволяють використовувати їх для виготовлення різних конструкцій зубних протезів.

Хімічна сполука – сплав, при кристалізації якого різнорідні атоми можуть з'єднуватися у визначеній пропорції з утворенням нового типу кристалічних ґраток, що відрізняються від первинних кристалічних ґраток компонентів. Утворення хімічної сполуки – складний процес, в якому створюється нова речовина з новими якостями, а ґратки при цьому мають більш складну будову. Сполука втрачає основну властивість металу – здатність до пластичної деформації, стає крихкою.

Відповідно до цього властивості сплавів будуть залежати від того, в яких фазах вони утворюються: хімічної сполуки, твердих розчинів чи механічної суміші чистих металів, що необхідно пам'ятати в ливарному виробництві дентальних сплавів.

Якщо атомні об'єми двох або кількох металів, які складають матрицю сплаву, і їхні температури плавлення різко відрізняються, то в рідкому стані такі елементи мають, як правило, обмежену розчинність.

У той же час необмежену розчинність, тобто здатність утворювати тверді розчини в будь-яких пропорціях, мають тільки метали з кристалічними ґратками одного типу. Метали, розташовані недалеко один від одного в періодичній системі Д.І. Менделєєва (Co₂₇ і Ni₂₈; Cu₂₉ і Ni₂₈; Fe₂₆ і Co₂₇; Fe₂₆ і Ni₂₈; Fe₂₆ і Cr₂₄) або розташовані в одній групі (Li₃ і Cu₂₉; Be₄ і Cd₄₈; Al₁₃ і In₄₉; Ti₂₂ і Zr₄₀; Cr₂₄ і W₇₄), мають необмежену розчинність.

Таким чином, взаємодія елементів у сплавах і характер утвореної структури визначається положенням елементів у періодичній системі, типом кристалічних ґраток, розмірами атомів, тобто фізичною природою елементів.

Необхідно зазначити, що метали і їхні сплави, використовувані в ортопедичній стоматології, можуть зазнавати корозії. Корозія – це руйнування металу під впливом навколишнього середовища. Розрізняють два види корозії: хімічну й електрохімічну.

Хімічна корозія обумовлюється впливом металу із сухими газами або рідинами, що не проводять електричного струму. Велику шкоду наносить різновид хімічної

корозії – так звана газова корозія, тобто з'єднання металу з киснем повітря. При підвищених температурах швидкість окислювання багатьох металів значно зростає. Так, на залізі вже при температурі 250-300 °С з'являється видима оксидна плівка. При температурі 600 °С і вище поверхня металу покривається шаром окалини, що складається з оксидів заліза різного ступеня окислювання: Fe, Fe₃O₄, Fe₂O₃. Окалина не захищає залізо від подальшого окислювання, тому що містить тріщини і пори, які не можуть перешкоджати проникненню кисню в метал. Тому при нагріванні заліза понад 800 °С швидкість окислювання його дуже швидко зростає. У деяких металах зіткнення з киснем повітря значно сповільнює процес корозії. Це відбувається тому, що на поверхні металу утворюється так звана захисна оксидна плівка, що перешкоджає проникненню в метал як газів, так і рідин. Такий метал стає хімічно неактивним, він переходить у пасивний стан, захищаючи себе від дифузії в нього агресивного агента.

В умовах порожнини рота метали (зубопротезні конструкції з різних сплавів) знаходяться у вологому середовищі ротової рідини. Остання як електроліт створює сприятливі умови для електрохімічної корозії, тобто відбувається руйнування металу внаслідок контакту двох різнорідних металів за наявності води або іншого електроліту. У цьому разі поряд із хімічними процесами (віддача електронів) відбуваються й електричні (перенесення електронів від однієї ділянки до іншої), оскільки неоднорідний метал розглядається як складний комплекс анодних і катодних ділянок, що обумовлюють сукупність процесів на межі металу з електролітом. У стоматології цей процес називається електролітичною дисоціацією, що й викликає в порожнині рота явища гальванозу і гальванізму.

Електролітична дисоціація сплавів металів. Найбільш докладно ці процеси дослідив Макеев В.Ф. (1999). Він стверджує, що будь-які зубопротезні конструкції на металевій основі в порожнині рота постійно омиваються ротовою рідиною, що може містити в собі різні хімічні речовини, здебільшого іонізовані. Між іонами металу протеза й іонами рідини в порожнині рота відбувається електронно-іонна взаємодія.

Метали (металеві частини протезів) несуть на своїй поверхні позитивні заряди. Вода має дипольну будову. При зануренні металу у воду негативні полюси диполів води орієнтуються до поверхнево розташованих іонів металу. Унаслідок розчинення частина іонів металу переходить у воду, і тоді метал здобуває негативний заряд, а шар води, прилеглий до поверхні металу, заряджається позитивно. Таким чином, навколо металу у воді утворюється подвійний електричний шар, що складається з негативно заряджених іонів води і позитивно заряджених іонів металу. Цей процес не нескінченний, тому що електричне поле шару води, розташованого на поверхні металу, за певного його значення буде перешкоджати подальшому розчиненню металу і сприяти зворотному переходу іонів із розчину в метал.

Через певний час настає динамічна рівновага, тобто стан, в якому кількість іонів, що розчиняються в одиницю часу, дорівнює кількості іонів, що повертаються з розчину в метал. Така рівновага може зберегтися тривалий час, поки який-небудь фактор не порушить цей стан. Одним із таких факторів може бути значне переміщення води, що несе частину іонів від поверхні металу. При цьому виникають умови для нового розчинення іонів металу у воді.

Кожен метал характеризується певною межею розчинення, від якої насамперед і залежить ступінь розчинення металу. Так, залізо, цинк, алюміній розчиняються легко, срібло, золото і платина – малорозчинні. Чим легше метал розчиняється у воді, тим більший негативний заряд металу і позитивний заряд у навколишньому шарі води, тим більша різниця потенціалів між металом і водою. Якщо середовищем, що оточує метал,

є не вода, а складний розчин або ротова рідина, що містить різні іони взаємодіючих металів, хімічні процеси значно ускладнюються, але остаточний результат залишається тим же, тому що ускладнення стосується тільки поведінки окремих іонів. При цьому утворюється подвійне електричне поле шару рідини з певною різницею потенціалів.

Різниця потенціалів залежить не тільки від роду металу, але і від складу розчинника (ротової рідини).

За наявності двох або більше металів кожний із них утворює властиву йому різницю потенціалів. Оскільки цифрове вираження їх може мати великі розбіжності (залежно від ступеня розчинення кожного з них), то може виникнути різниця потенціалів між цими металами. Якщо ці метали замкнуті провідником, то величина електричного струму в ньому буде залежати від величини різниці потенціалів.

Зазначені явища можуть виникати в порожнині рота за наявності декількох протезів, виготовлених із різних матеріалів, або одного протеза, що містить різного ступеня розчинності метали, а також протеза, виготовленого з одного сплаву неоднорідної структури (багатофазний стан хромонікелевої нержавіючої сталі, сплав, що містить включення карбідів хрому й ін.). Зерна металу, взаємодіючи зі сторонніми включеннями, утворюють гальванічні елементи. Це відбувається тому, що окремі зерна металу стають анодом і швидко розчиняються під впливом різниці потенціалів. Оскільки електричний потенціал металу і включень ніколи не буває тотожним, швидкість їхнього розчинення різна. Цим і пояснюється електрична активність однорідних сплавів.

Взаємодію металу і ротової рідини в порожнині рота можна виразити в трьох варіантах.

1. Наявність у порожнині рота однієї металеві коронки, що складається з одного металу або сплаву. У цих випадках за принципом, описаним вище, у порожнині рота утворюється подвійний електричний шар на межі металу і ротової рідини, іони переходять із металу в ротову рідину, а після досягнення рівноваги – з ротової рідини в метал. Однак умов для утворення електричних струмів немає, тому що в процесі пережовування їжі та проковтування ротової рідини частина іонів із прилеглого до металу розчину віддаляється, і постійної рівноваги немає. Інтенсивність цього процесу визначається, з одного боку, механічними силами, що виривають іони металу з подвійного шару, з іншого боку, ці сили протистоять електростатичним силам притягання. Якщо електростатичні сили притягання перевищують механічні, металева коронка (сталева або зі сплаву, що містить золото), слабо розчиняючи, довго служить, зберігаючи свою цілість. Якщо механічні сили перевищують електричні (алюмінієва коронка), відбувається швидке розчинення в роті коронок і швидке їхнє зношування.

2. Наявність у порожнині рота двох або більше металевих конструкцій, що складаються з одного металу або сплаву. У цьому випадку можливі два варіанти:

а) за порівняно однорідної структури металу різниця потенціалів може виникати лише за рахунок мінливості складу ротової рідини в ділянці різних зубів, однак ця різниця невідрізна, тому що мінливість складу ротової рідини, як правило, невелика;

б) за неоднорідної структури сплаву, з якого виготовлені протези, може виникнути велика різниця потенціалів за рахунок різної швидкості розчинення окремих зерен або постійних включень у складі сплаву.

3. Наявність у порожнині рота двох або більше металевих конструкцій, виготовлених із різних сплавів. У цих випадках виникає різниця потенціалів між різними металами або сплавами, величина якої залежить від багатьох факторів, головними з яких є властивості металів і їхня електролітична активність. Якщо метали,

з яких виготовлені протези, близько розташовані в ряді електрохімічної активності, різниця потенціалів між ними невелика, якщо ж метали далекі в ряді електрохімічної активності, різниця потенціалів, як правило, висока (наприклад, за наявності в порожнині рота пломб і протезів зі сплавів, що містять золото, різниця потенціалів дуже висока).

Висока і стійка різниця потенціалів обумовлює постійне утворення і дію в порожнині рота електричного струму. Можливі три варіанти:

а) різнорідні метали безпосередньо контактують. Це призводить до утворення струму приблизно однакової сили. Дія його буде постійна, якщо унеможливити явища полярності, тобто відкладення іонів водню на одному з електродів, що перешкоджають подальшому просуванню до нього нових іонів. У результаті постійної дії струму відбувається руйнування металу – корозія. На поверхні металу з'являється шорсткість унаслідок часткового розчинення металу і плями з різними відтінками темно-бурого кольору. Частина утворених іонів потрапляє зі слиною і їжею в травний канал і може впливати на організм;

б) різнорідні метали розділені, але наявні умови для їхнього періодичного зіткнення (наприклад, при змиканні зубних рядів). У цих умовах на металах зберігається відносно висока різниця потенціалів. При змиканні зубних рядів і зіткненні металів виникає електричний струм великої сили у вигляді імпульсів із подальшим швидким зменшенням їхньої сили;

в) різнорідні метали не мають безпосереднього контакту між собою. При цьому немає прямих умов для утворення електричного струму, однак механічні рухи нижньої щелепи і переміщення розжовуваної їжі приводять до відриву частини іонів із подвійного електричного шару, що створює умови для утворення стійкої різниці потенціалів, а отже, й утворення електричного струму.

Таким чином, протези, виготовлені з неоднорідних металів, у порожнині рота можуть викликати явища гальванізму.

Характеристика дентальних сплавів, що використовують у стоматології.

Сучасний ринок пропонує понад 1000 дентальних сплавів для зуботехнічних виробів. Таке масове поширення на стоматологічному ринку сплавів різних складів, характеристик і властивостей загострило проблему вибору матеріалів, які б оптимально розв'язували ті чи інші клінічні завдання. Раціональний підхід до вибору стоматологічного сплаву має бути ґрунтуватися на таких факторах:

- фізико-технічних характеристиках;
- хімічних властивостях;
- біосумісності;
- технологічних параметрах;
- сумісності з керамічним облицюванням;
- збалансованому співвідношенні між ціною і вищезгаданими пунктами.

Перш ніж безпосередньо охарактеризувати властивості різних сплавів, варто приділити увагу питанню термінологічної обґрунтованості таких понять: "благородний" і "дорогоцінний", "напівдорогоцінний" і "недорогоцінний".

Визначення "благородних" металів може бути сформульоване на основі їхніх хімічних властивостей, зокрема їхньої корозійної стійкості й опірності дії кислот. Однак, поняття "благородний метал" певною мірою відносне, бо чим нижча позиція елемента, тим він інертніший, і отже, благородніший.

У періодичній таблиці хімічних елементів Д.І. Менделєєва представлені вісім благородних елементів: золото (Au_{79}), платина (Pt_{78}), метали платинової групи (паладій –

Pd₄₆, родій – Rh₄₅, рутеній – Ru₄₄, іридій – Ir₇₇, осмій – Os₇₆) і срібло (Ag₄₇). Однак, у ротовій порожнині срібло більш реактивне, і тому не вважається благородним металом. Тому з відомих восьми металів, що відповідають такому визначенню, тільки три застосовуються в стоматологічних сплавах: золото, паладій і платина. Саме ці метали додають "благородним" стоматологічним сплавам інертних властивостей у порожнині рота.

Якщо термін "благородний" характеризує елементи щодо їхньої хімічної стійкості, то визначення "дорогоцінний" указує на реальну цінність металу і пов'язане з вартісним вираженням, регульованим ринковим механізмом. До "дорогоцінних" належать усі вісім "благородних" металів, хоча до цієї групи можна віднести багато інших елементів періодичної системи, не менш дорогих за сучасними ринковими стандартами. У багатьох проспектах, які рекламують стоматологічні матеріали, терміном "дорогоцінний" звичайно позначають срібло (метал "дорогоцінний", але не "благородний"). Таким чином, саме сріблу зобов'язані своєю назвою більшість металів, рекламаних як "дорогоцінні".

Нині чотири з восьми дорогоцінних металів є основними в дорогих дентальних ливарних сплавах: платина, золото, срібло, паладій, основні властивості яких представлені в табл. 2.

Таблиця 2

Основні фізико-механічні властивості металів (Ag, Au, Pd, Pt)

	Срібло	Золото	Паладій	Платина
Щільність г/см ³	10,40	19,3	12,02	21,45
Точка плавлення °C (°F)	961 1761	1063 1945	1552 2826	1769 3217
КТР * 10 ⁻⁶ / °C (10 ⁰⁶ /° F)	19,7 10,9	14,2 7,9	11,1 6,2	8,9 4,9
Модуль Юнга МПа (10 ⁶⁷ фунт / дюйм ²)	71000 10,3	80000 11,6	112400 16,3	147000 21,3

Термін «напівдорогоцінний» здавна позначав благородні стоматологічні сплави з підвищеним умістом срібла, а згодом став застосовуватися і щодо різних сплавів благородних і неблагородних компонентів. На нашу думку, варто відмовитися від використання цього терміну, принаймні в стоматологічній практиці, через його невідповідність варіабельності визначення.

Класифікація дентальних сплавів. Міжнародним стандартом (ISO, 1989) усі сплави металів підрозділяються на такі групи:

1. Сплави благородних металів на основі золота.
2. Сплави благородних металів, що містять 25-50% золота або інших дорогоцінних металів.
3. Сплави неблагородних металів.
4. Сплави для металокерамічних конструкцій:
 - а) з високим умістом золота (понад 75%);
 - б) з високим умістом дорогоцінних металів (золота і платини або золота і паладію – понад 75%);
 - в) на основі паладію (понад 50%);
 - г) на основі неблагородних металів:
 - кобальту (+ хром (25%, молібден (2%);
 - нікелю (+ хром (11%, молібден (2%).

Для зручності у визначенні всі відомі сплави для металокераміки за їхніми хімічними і фізико-механічними властивостями поділяються на дві основні групи:

- група благородних сплавів;

- група неблагородних сплавів.

Проміжну групу складають:

- напівблагородні сплави (тобто сплави з низьким умістом золота).

Сплави на основі благородних металів підрозділяють на золоті, золотопаладієві, сріблопаладієві.

Неблагородні сплави для металокераміки підрозділяють на 2 групи:

- сплави на основі нікелю;

- сплави на основі кобальту.

Крім того, застосовувані в ортопедичній стоматології сплави за призначенням можна розділити на дві групи.

Перша група – матеріали для перевантажених зубопротезних конструкцій: бюгельних протезів, шинувальних апаратів, мостоподібних протезів, кламерних пристосувань та інших виробів, для яких потрібна підвищена міцність і пружність. Як правило, з цією метою використовують сплави системи молібден[^]-молібден-кобальт-хром-молібден, леговані додатково іншими елементами. Ці сплави відрізняються досить високою корозійною стійкістю й індиферентністю щодо тканин порожнини рота й організму в цілому. Відповідно до вимог Міжнародного стандарту ISO 6871 (частина-1), сплави цієї групи повинні мати умовну межу текучості (σ_{02}) не менше 500 МПа і відносне подовження більше 1,5% та добру рідиноплинність, що забезпечує одержання якісних тонкостінних виливків складної форми. Сучасні сплави цього типу суттєво перевершують зазначені вимоги до механічних властивостей і характеризуються додатково підвищеною твердістю за Вікерсом (HV_{10}) (350-420 одиниць) та модулем пружності, що перевищує 200000 Н/мм². Донині в різних країнах запатентовані десятки сплавів на кобальтовій основі. До них належать сплави типу "Віталіум" (Austenal Dental GmbH); сімейство сплавів реманіум (Dentaram), вірокаст (Vego), суперкаст (Jeneric/pentron inc.) і багато інших.

Друга група призначена для виливу каркасів незнімних металокерамічних протезів. Вимоги до механічних властивостей матеріалів цього класу менш жорсткі: умовна межа текучості (σ_{02}) не нижче 250 МПа, відносне подовження – більше 2%. Сплави цієї групи мають бути сумісні з рекомендованими керамічними масами, тобто мати близькі до них (трохи вищі) величини термічних коефіцієнтів лінійного розширення (ТКЛР) і забезпечувати достатню міцність адгезії ґрунтового шару керамічного облицювання до поверхні металевого каркаса протеза. З цією метою застосовуються сплави на кобальтовій і нікелевій основах. Наприклад, кобальтові сплави – дентитан і бондилой (Krupp Medizintechnik GmbH), реманіум CD (Dentaram), новарекс (Jeneric/pentron Ins.), вірон (Vego), супраніум (Krupp) та інші.

Нікелеві сплави мають нижчу температуру плавлення і ТКЛР, краще обробляються, але трохи поступаються кобальтовим сплавам за корозійною стійкістю. До того ж, варто зазначити (Emeritus, 1997), що на нікельумісні сплави в багатьох людей можуть виникати алергічні реакції, однак якась інша патологія, крім алергічних реакцій, унаслідок застосування нікельумісних стоматологічних сплавів у літературі не описана.

Сплави благородних груп металів. Метали сімейства сплавів благородних груп мають кращі ливарні властивості і корозійну стійкість, вони чудові в обробці та поліруванні, однак поступаються сплавам неблагородних металів своїми механічними характеристиками. Недоліками сплавів на основі золота є їхні обмежені міцність і опір деформації, а також їхня висока вартість. Перший сплав для металокерамічної технології був запропонований фірмою J.Aderer Inc/ (Raymond L, 2000) у 1958 році й називався Ceramco-2. Він став попередником усіх інших високозолотовмісних сплавів із поліпшеними характеристиками. Основу цих сплавів складає золото, лише з невеликими добавками паладію або платини. Уміст золота в подібних сплавах (у

відсотках по масі) варіюється від 80% до 90%, а загальний уміст у них благородних металів – близько 97%. Для поліпшення зчеплення кераміки з металом вводяться добавки олова, індію й інших окислювачів. Через підвищений уміст золота ці сплави дорого коштують (із розрахунку на унцію), а так само відрізняються великою щільністю, що спричинює велику питому вагу готового виробу. В Росії розроблений і вже почався випуск золотопаладієвого сплаву для металокерамічних зубних протезів, названого «Суперупав». Склад матриці сплаву (60% паладію, 10% золота) захищений російським патентом, відповідає Міжнародним стандартам і має високі технологічні властивості (табл. 3).

Таблиця 3.

**Технологічні властивості сплаву «Суперупав»
(за даними АТ «Суперметал»)**

Температура плавлення °С	Температура Н/мм ²	Межа текучості, Н/мм ²	Відносне подовження, %	Щільність, г/см ³	Коефіцієнт термічного розширення при 20-600°С, * 10 ⁻⁶ °С ⁻¹
1100-1125	3500-3600	740-750	2	10,2-10,7	13,5-14,5

За кордоном за рахунок зменшення частки чистого золота і збільшення відсоткового вмісту Pt і Pd із легувальними елементами Fe, In, Sn, Ag, Cu, Zn та ін. удалося досягти підвищення температури плавлення, зниження коефіцієнта теплового розширення, створення окисної поверхні на каркасі. Усе це підвищило міцність з'єднання сплаву з порцеляновими масами. Склад і механічні властивості сплавів представлені в таблицях 4 і 5).

Таблиця 4.

**Склади сплавів золота для застосування в стоматології
(за даними ASM Metals Handbook)**

Тип сплаву і твердість за Вікерсом, МПа		Au %	Ag %	Cu %	Pd %	Pt %	Zn %
I м'який	590 - 900	79 - 92,5	3 - 12	2 - 4,1	0,5	0,5	0,5
II середній	900 - 1200	75 - 78	12 - 14,5	7 - 10	1 - 4	1	0,5
III твердий	1200 - 1500	62 - 78	8 - 26	8 - 11	2 - 4	3	1
IV надтвердий	1500 - 2200	60 - 71,5	4,5 - 20	11 - 16	5	8,5	1 - 2

Таблиця 5.

Механічні властивості різних сплавів золота, застосовуваних у стоматології (за даними ASM Metals Handbook)

Властивості сплавів	Тип I, м'який	Тип II, середній	Тип III, твердий	Тип IV, надтвердий
Твердість за Бринелем, НВ, МПа	45 – 70	80 – 90	95 – 165	130 – 235
Межа пропорційної деформації, КГС/см ²	56 – 1054	1400 – 1750	1610 – 4080	2460 – 8240
Опір розтягуванню, КГС / см ²	2109 – 3160	3160 – 3860	4070 – 5940	4220 – 9140
Подовження, %	20 – 35	20 – 35	6 – 25	1 – 25
Температура плавлення, °С	950 - 1050	930 - 970	950 - 1000	870 – 985

Основними недоліками сплавів із високим умістом Au, крім високої собівартості, є відносно низькі температура плавлення цих сплавів і модуль пружності. Низька температура плавлення близька до температур випалювання порцелянових мас,

що створює реальну небезпеку плинності металу, а відповідно – і деформації готової конструкції протеза.

Низький модуль пружності високопробних золотих сплавів (від 950000 МН/м² – 110000 МН/м²) вимагає збільшення товщини лиття і формування масивних литників для запобігання деформації, що неминуче призведе до відколу порцеляни. Збільшення товщини лиття каркаса також негативно позначається на естетичності металокерамічних протезів: для приховання металу потрібна значна товщина опакового, дентинного й емалевого шарів, що призводить до виготовлення великих коронок. Вважається (Дойников А.И., 1986), що для того, щоб уникнути зміни кольору конструкції в порожнині рота, мінімальний уміст Au має становити 42%. Однак уміст Au може бути нижчий – до 10%. Тоді низькопробні золоті сплави не мають чіткого розмежування з паладієво-срібними сплавами, що містять Au. Для підвищення температури плавлення і зниження коефіцієнта термічного розширення додають 30% Pd, тоді в міру зменшення кількості Au у сплаві Pd має збільшуватися, а співвідношення Ag і Cu має правильно збалансовуватися. У ці сплави можна додавати до 10% легувальних елементів неблагородних металів для створення достатніх фізико-механічних характеристик сплаву й утворення оксидної плівки, необхідної для з'єднання з керамікою.

Низькопробні золоті сплави можуть бути як жовтого, так і білого кольору, що залежить від відсоткового вмісту Pd, Pt і Ag. Вартість (цінність) сплаву, що містить золото (платину і срібло), виражається пробом. У нашій країні з 1927 р. уведена метрична система проб. За цією системою проба показує вміст чистого золота, платини або срібла в 1000 вагових частин сплаву. У Великобританії було прийняте обчислення відсоткового вмісту золота за каратною системою, тобто відсоток золота обчислюється з 24 каратів сплаву. До 1927 р. проба виражалася числом золотників чистого благородного металу (золота, платини або срібла) в 96 золотниках сплаву (пробірний фунт). Хімічно чисте золото відповідає 96 пробі, за каратною системою – 24 каратам, за метричною системою – 1000. Наявність декількох систем для визначення вартості сплавів благородних металів іноді змушує переводити проби однієї системи в іншу. Для цього досить знати розрахунковий коефіцієнт. Оскільки хімічно чистий благородний метал визначається 1000 метричних проб, 96 пробами золотниковими або 24 каратами, то можна установити: 1000 проб метричних = 96 пробам золотниковим = 24 каратам, тобто 1 золотникова проба = $1000 : 96 = 10,4$ метричні проби.

1 карат = $1000 : 24 = 41,66$ метричної проби.

1 карат = $96 : 24 = 4$ золотниковим пробам.

Звідси можна вивести рівняння для перекладу проб.

1. Для того, щоб перевести метричну пробу в золотникову, треба метричну пробу розділити на 10,4, а при перекладі в каратну – на 41,66.

Приклад. Перевести метричну пробу 583 в золотникову і каратну:

$583 : 10,4 = 56,06$ золотникові проби.

$583 : 41,66 = 14,08$ карата.

2. Перекладаючи золотникову або каратну пробу в метричну, необхідно золотникову пробу помножити на 10,4, а каратну – на 41,66.

Приклад. Перевести 72 золотникові проби в метричні:

$72 \times 10,4 = 748,8 \approx 750$ проба.

Приклад. Перевести 18 карат у метричні:

$18 \times 41,66 = 749,88 \approx 750$ проба.

Точне визначення проби золота можливе тільки шляхом ретельного лабораторного дослідження – хімічного аналізу.

Для приблизного визначення проби існують різні реактиви, за взаємодією яких визначають приблизний уміст золота в сплаві, тобто пробу золота. Як реактиви для приблизного визначення проби золота застосовують розчини, що містять азотну і соляну кислоти. Від концентрації цих кислот залежить здатність реактиву до розчинення сплавів різної чистоти. Чим вища концентрація кислот у розчині, тим вищої проби сплав він може розчинити.

Так, розчин, що складається з 98 ч. азотної кислоти, 2 ч. соляної кислоти і 150 ч. дистильованої води, може розчиняти сплави золота нижче 666-ї проби.

Розчин, що складається з 98 ч. азотної кислоти, 2 ч. соляної кислоти і 25 ч. дистильованої води, може розчиняти сплави не вище 750-ї проби.

Розчин, до складу якого входять 121 ч. азотної кислоти, 9 ч. соляної кислоти, 50 ч. дистильованої води, здатний розчиняти сплави золота вище 750-ї проби.

Приблизно пробу сплаву золота визначають у такий спосіб: на спеціальну пластинку з твердого мінералу наносять тонкою смужкою сплав, пробу якого потрібно визначити. Потім на цей сплав наносять розчин кислот відомої концентрації. Якщо сплав від взаємодії з реактивом розчинився, проба його була вища тієї проби, для якої призначений застосований розчин кислот.

Приблизно пробу сплаву золота можна також визначити за допомогою хлорного золота. Краплю хлорного золота наносять на зачищену поверхню досліджуваного сплаву. Хлор, вступаючи у взаємодію з міддю або сріблом, що знаходиться в складі сплаву, утворить пляму. Швидка поява ясно-зеленої плями спостерігається при дуже низьких пробах. Швидка поява темно-коричневої плями вказує на те, що сплав вище 500-ї проби.

Сплави золота 583-ї проби у взаємодію з хлорним золотом не вступають, і плями на їхній поверхні не виникають.

Альтернативою сплавам благородних металів були розроблені менш дорогі сплави на основі срібла і паладію. Їх запропонувала фірма "Williama" у 1970 р. за назвою "Will-Ceram W", відомою донині.

Введення до їхнього складу збільшеної кількості срібла (10-15%) і відносно високий уміст паладію (20-30%) знизили їхню ринкову вартість, а вищий коефіцієнт модуля еластичності і нижчі показники термічної деформації вигідно підвищили їхній ринковий рейтинг. Висока частка Pd обумовлює потрібний інтервал температури плавлення, а додавання In, Sn, Fe, Zn та ін. додає міцності та служить для утворення оксидної плівки, необхідної для адгезії з керамічним облицюванням. Доведено, що чим вищий відсотковий уміст Pd у складі, тим вищий опір корозії. Разом з тим, високий уміст Ag у сплаві небажаний, бо це утворює зеленкуватий колір порцелянового облицювання внаслідок дифузії іонів срібла та погіршує естетичні характеристики готової металокерамічної конструкції. Крім того, в більшості напівблагородних сплавів основним компонентом є паладій, який має тенденцію в процесі лиття абсорбувати кисень, водень і азот. Під час випалювання керамічного покриття ці газы можуть виділятися, викликаючи утворення пухирців на поверхні розділення між керамікою і металом, що може викликати тріщини і відколи облицювання. Тому в роботі з напівблагородними сплавами важливу роль відіграє процес дегазації. Щоб уникнути виділення газів під час випалювання керамічного облицювання, опаківу масу потрібно наносити безпосередньо на термооброблену поверхню каркаса, навіть якщо це вплине на колір керамічного покриття.

Найбільш придатна композиція паладієво-срібних сплавів для металокераміки має такий склад: 60% – Pd і 40% – Ag, або 64% – Pd і 36% – Ag з різними легувальними компонентами, які й додають сплаву певних фізико-механічних характеристик. При цьому міцність сплаву на розтягнення складає 500МН/м², відносне подовження – 5%, твердість за Вікерсом – 160-190, коефіцієнт теплового розширення – $14,7 \pm 1 \times 10^{-6}$ ДО⁻¹. Значення коефіцієнтів теплового розширення низькопробних золотих і паладієво-срібних сплавів при термічній обробці в інтервалі 500-600 °С близькі до значень коефіцієнтів теплового розширення порцелянових мас, що дуже важливо для міцного з'єднання металу і порцеляни. Основні фізико-механічні характеристики цих сплавів для виготовлення металокерамічних протезів представлені в таблиці 6.

Таблиця 6

Основні фізико-механічні характеристики напівдорогоцінних сплавів для виготовлення металокерамічних протезів

Характеристика	Сплави	
	Низькопробні – золоті	Паладієво – срібні
Інтервал температури плавлення °С	1271 – 1304	1232 – 1304
Щільність, - 10 ³ кг/м ³	13,5	10,7
Межа текучості, мН/м ²	572	462
Твердість за Вікерсом	220	189
Відносне подовження, %	20	20
Модуль пружності, мН/м ²	117000	138000

Необхідно нагадати про юридичний аспект ще однієї проблеми. Для роботи з цими сплавами необхідно, крім сертифіката на даний вид металу, мати і дозвіл пробірного комітету на роботу зі сплавами, що містять дорогоцінні метали. Це створює певні труднощі, але забезпечує гарантії для пацієнта і захищає лікаря.

Сплави груп неблагородних металів. Цінова лихоманка на ринку дорогоцінних металів у 70-80 р. стала основною причиною розробки і масового виробництва альтернативних стоматологічних сплавів неблагородного походження. І хоча їхній появі на ринку сприяли переважно економічні причини, виявилось, що своїми фізико-механічними властивостями вони часто перевершують своїх найдорожчих “конкурентів”.

Основні складові сплавів цієї групи для зубного протезування – хром, кобальт і нікель – матриця сплаву з додаванням легувальних елементів. Хром (Cr) як основний складовий компонент входить до складу всіх сплавів. Він забезпечує корозійну стійкість і міцність сплаву. Однак у з'єднанні з вуглецем хром утворює карбіди, які за порушеного режиму термічної обробки сплаву випадають з одноразового твердого розчину і розташовуються на межі кристалів сплаву. При цьому структура сплаву стає неоднорідною з різко підвищеною хімічною активністю. Тому для підвищення антикорозійних властивостей до складу сплаву хрому має входити не менше 10-12%. За меншого відсоткового вмісту хрому сплав втрачає антикорозійну стійкість.

Кобальтохромові стоматологічні сплави не повинні містити більше 29% хрому. За вмісту хрому вище 30% у сплаві утворюється крихка сигма-фаза, що погіршує його механічні і ливарні якості.

Міжнародний стандарт ISO 6871-01 Стоматологічні ливарні сплави на металевій основі установлює, що вміст хрому, кобальту і нікелю в сплавах має становити в сумі не менше 85%.

Нікелехромові сплави, на відміну від хромокобальтових, широко застосовуються в технології металокерамічних зубних протезів. Їхні основні елементи – це нікель (60-65%), хром (23-26%), молібден (6-11%) із додаванням легувальних компонентів. Найпопулярніші з цих сплавів – Wiron-88 фірми “Bego” (Німеччина), Bondi – loy, Wirobond цієї ж фірми, Dentko interprises, Dent – NCB 20 (USA), суперметали КХ – дент і НХ – дент (РФ) та ін. Основні фізико-механічні властивості і склад цих сплавів представлені в таблиці 7.

Таблиця 7

Стоматологічні сплави для металокерамічного протезування

Фірма Назва сплаву Хімічний склад	Щільн. г/см ³	Е. 1000х Н/мм ²	Твердий. HV 10	Ін. RM, Н/мм ²	Відн. подовж.%	Інтер. плавл. °С	t лит тя °С	КТР 20- 500°Сх 10 ⁻⁶ °К
KRUPP.BONDI-LOY. Germany. 66,5% С ₀ ; 27% Cr; 5% Мо; 1,5% Si; Mn.	8,4	220	300	520	15	1320- 1400	1470	14,7
KRUPP. SUPRANIUM. Germany. 61% Ni; 21,5% Cr; 9% Мо; 4% Nb; 2% Со; 2,5% Fe; Si; Mn.	8,2	200	200	520	35	1300- 1600	1545	13,9
BEGO. WIROBOND. Germany. 63%Со; 31% Cr; 3% Мо; 1% Si; 1% Mn; 0,5% Fe; 0,5% Ce.	8,4	215	260	370	11	1380- 1350	1470	
BEGO. WIRON 99. Germany. 65% Ni; 22,5% Cr; 9,5% Мо; 1% Nb; 1% Si; 0,5% Fe; 0,5% Ce..	8,2	205	180	330	25	1310- 1250	1420	14,0
BEGO. WIRON 88. Germany. 64% Ni; 24% Cr; 10% Мо; 1,5% Si; 0,5% Ce	8,2	200	200	360	15	1310- 1250	1420	14,1
BEGO. WIRON 77. Germany. 69% Ni; 0,5% Cr; 6% Мо; 3,5% Si; 0,5% В; 0,5% Ce.	8,2	215	270	440	4,5	1250- 1110	1300	14,3
DENTAURUM. 2000 Germany. 61,5% Ni; 25% Cr; 7,0 % Мо; 5,0% W; 1,5 Si;	8,4	200	340	600	7,0	1290- 1415	-	13,8
DENTAURUM. CD. Germany. 65,0% Со; 28% Cr; 4,5% Мо; 1,6 Si;	8,4	210	310	520	11	1350- 1410	1420	14,7
DENTAURUM. CS. Germany. 60,1 % Ni; 26% Cr; 11% Мо; 1,5 Si; 1,1% Fe; Со; Ce.	8,2	-	195	340	15	1270- 1325	1420	14,1

HERAEUS. HERAENIUM NA. Germany. 59,3% Ni; 24% Cr; 10% Mo; <2% Fe; Mn; Ti; Si; Nb.	8,2	-	200	300	15	1270- 1320	1450	13,8
DENTKO INTERPRISES. USA. 76% Ni; 13% Cr; 6% Mo; Be < 1,8%.	7,9	-	210	-	12	1315- 1343	1370	-
DENTKO INTERPRISES.DENT- NCB20. USA. 76% Ni; 13% Cr; 4% Mo; 5% Si; Mn; Al; Be.	8,2	-	-	-	-	1204- 1315	1426- 1509	-
MINEOLA A.ROSENSON INC. Arobnnd USA 62% Co; 30% Cr; 5% Mo.	8,4	-	300	160	-	1260- 1287	1370	14,0- 4,5
MINEOLA A.ROSENSON INC. Arloy. USA 75% Ni; 13% Cr; 5% Mo.	8,2	-	300	-	-	1232- 1295	1370	13,5- 14,0
MATECH, INC.CERADIUM. USA 78% Ni; 12% Cr; 4,3% Mo; 1,7% Be.	7,8	•	205	-	6,6	-	1371	-
MATECH, INC.CERADIUM. USA 70% Ni; 19 % Cr; 6,3% Mo; 1,7% Be.	7,8	-	230	"	6,6	-	1371	-
СУПЕРМЕТАЛІ. КХ-ДЕНТ CS vac. РФ. 63% Co; 27% Cr; 5% Mo; 3,0% Ni; < 2% Fe; Mn; Si; Ce.	8,4	"	320	360	9	1370- 1420	1450	14,3
СУПЕРМЕТАЛІ. НХ-ДЕНТ NS vac. РФ. 63% Ni; 24% Cr; 10% Mo; < 3% Fe; Mn; Si; Ce.	8,2	-	200	300	15	1270- 1320	1430	13,9
СТОММАТ, ЦЕЛЛИТ К. РФ. Осн.- Co; 24% Cr; 5% Mo; V; Si; P3M	8,4	-	370	550	5	-	1470- 1550	14,2
СТОММАТ. ЦЕЛЛИТ Н. РФ. Осн.-Ni; 24% Cr; 10% Mo; Si; V; P3M.	8,2	-	300	450	4.	-	1430- 1460	13,8
DINA. DENTAL NSA vac. РФ. 63,2% Ni; 23,5% Cr 9,8% Mo; < 2,5% Fe; Mn ,Si ,Ce	8,2	-	320	500	9	1300- 1350	1450	14,1

Нікелехромові сплави звичайно мають менший уміст хрому (20-25%) і трохи меншу хімічну стійкість, ніж кобальтохромові. Крім властивостей матриці сплаву, що має певні кристалічні ґратки, а отже, визначальні основні параметри механічних властивостей, не слід забувати, що властивості сплаву можуть змінюватися під впливом додаткового легування такими елементами як Fe, Al, Mo, Si, Be, Cu, Mn, Co, Ti, Ta, Ga, P, Sn, Ce та ін.

Додавання легувальних елементів більшою мірою впливає на фізико-механічні властивості сплаву, ніж співвідношення Ni і Cr. При цьому підвищується температура плавлення, плинність, поліпшуються ливарні, антикорозійні властивості, міцність з'єднання з порцеляновими масами.

Добре відома роль оксидної плівки, що обумовлює хімічний зв'язок між металом і керамікою. Однак для деяких нікельхромових сплавів наявність оксидної плівки може мати негативне значення, оскільки при високій температурі гартованої порцеляни окисли нікелю і хрому розчиняються в порцеляні, що призводить до зміни кольору готового протеза. Зростання кількості оксидів хрому і нікелю в порцеляні також знижує коефіцієнт його термічного розширення, що може стати причиною відколювання кераміки від металу.

Хромокобальтові сплави в стоматологічній практиці застосовуються порівняно недавно. Їх розробили Erde і Prange, які в 1933 р. запропонували сплав "Vitallium". До його складу в значних кількостях уведено кобальт (66,42%), хром (24,1%), нікель (1,4%), молібден (5,3%) та інші легувальні елементи.

Нині сплави хрому і кобальту стали широко популярними в ортопедичній стоматології, що обумовлено їхньою низькою щільністю, високим модулем пружності, задовільними ливарними якостями, а найголовніше – стійкістю до окислювання і корозії.

Завдяки гарним ливарним і антикорозійним властивостям сплавів їх можна використовувати в щелепно-лицьовій хірургії для остеосинтезу, в ортопедичній стоматології – для виготовлення каркасів суцільнолитих мостоподібних і дугових протезів. Необхідно пам'ятати, що наявність вуглецю в кобальтових сплавах знижує температуру плавлення і поліпшує плинність сплавів, але при цьому негативно позначається на адгезії порцеляни і металу.

Особливо слід зазначити, що на коефіцієнт термічного розширення кобальтових сплавів для металокерамічних робіт впливає наявність заліза. Його вміст не повинен перевищувати 1,5%. Підвищений вміст різко змінює коефіцієнт плавлення, що може призводити до розтріскування порцеляни.

Хромокобальтові сплави погано піддаються штампуванню, паянню й іншим механічним впливам, спрямованим на зміну форми виробу.

Застосування хромокобальтових сплавів для металокераміки, безсумнівно, є перспективним і альтернативним.

Узагальнюючи вищевикладене про метали і сплави, потрібно ще раз підкреслити загальні вимоги до сплавів металів, застосовуваних у клініці ортопедичної стоматології:

1) біологічна індиферентність і антикорозійна стійкість до впливу кислот і лугів у невеликих концентраціях;

2) високі механічні властивості (пластичність, пружність, твердість, високий опір зносу й ін.);

3) наявність набору певних технологічних параметрів (невисока температура плавлення, мінімальна усадка, плинність при литті й ін.), обумовлених конкретним призначенням.

Список використаної літератури

1. Аболмасов Н.Г., Аболмасов Н.Н., Бычков В.А., Аль-Хаким А. Ортопедическая стоматология. СГМА, 2000. 576 с.
2. Аболмасов Н.Г., Аболмасов Н.Н., Бычков В.А., Аль-Хаким А. Ортопедическая стоматология. М.: МЕД пресс-информ, 2002. 576 с.
3. Варес Э.Я., Нагурный В.А. Изготовление зубных цельнолитых протезов. Львов, 1992. 124с.

4. Гарамов Л. Секреты изготовления высококачественных каркасов под металлокерамику. Новое в стоматологии. Для зубных техников. 2000. №4 (12). С.31-37.
5. Гризодуб В.І., Голубничий О.П., Іваніщенко Л.О., Серова Л.В. Пошук шляхів підвищення міцності з'єднання металу і фарфору. Вісник стоматології. 1997. №3. С.406-408.
6. Дойников А.И., Синицин В.Д. Зуботехническое материаловедение. М.: Медицина, 1986. 208 с.
7. Жулев Е.Н. Несъемные протезы. Нижний Новгород : НГМА, 1995. 364 с.
8. Король Д.М., Король М.Д., Оджубейська О.Д. та ін. Матеріалознавство в стоматології: навч. посібник. Вінниця: Нова Книга, 2019. 400 с.
9. Король Д.М., Рамусь М.О., Король М.Д., Дорубець А.Д. Клінічні і лабораторні особливості виготовлення металокерамічних зубних протезів. Полтава.: ФОП Мирон І.А., 2017. 135 с.
10. Король Д.М., Король М.Д., Нідзельський М.Я. та ін. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник / під заг. ред. Король Д.М. Вінниця: Нова Книга, 2019. 328 с.
11. Макеев В.Ф., Кордіяк А.Ю., Горох Л.Г. Гальванічні процеси в порожнині рота та їх вплив на організм людини. Ч.1. Активність поверхні металевих зубних протезів та електрохімічні реакції при взаємодії метал/ротова рідина. Новини стоматології. 1999. 4 (21). С. 74-78.
12. Нідзельський М.Я., Давиденко Г.М., Кузнецов В.В. Ортопедична стоматологія для лікарів-інтернів: навчальний посібник. П.:ФОП Болотін А.В., 2016. 358 с.
13. Нідзельський М.Я., Писаренко О.А., Цветкова Н.В., Бабич В.В.. Техніка процесійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава, 2014. 114 с.
14. Никонов А.Ю., Сергиенко М.А. Экспериментальные исследования антиоксидантной терапии непереносимости металлических ортопедических конструкций. Стоматологічні новини: Збірник праць з актуальних проблем стоматології. Вин. 15. За редакцією проф. В.Ф.Макеева. Львів 2016. с. 51.
15. Попков В.А., Нестерова О.В., Решетняк В.Ю., Аверцева И.Н.. Стоматологическое материаловедение: уч. пособие. М.:МЕДпресс-информ, 2006. 384 с.
16. Сидоренко Г.И. Зуботехническое материаловедение. К.: Высшая школа, 1988. 184 с.
17. Скоков А.Д. Сплавы в ортопедической стоматологии//Новое в стоматологии. 1998. №1.(1). С.28-39.
18. Томашевський О.М. Особливості корозійної поведінки мостовидних протезів, виготовлених за різною технологією. Питання ортопедичної стоматології: 36.наук.пр. конф. Полтава,1997. С.115-116.
19. Томашевський О.М. Особливості виготовлення біологічно індиферентних каркасів литих металевих зубних протезів. Новини стоматології. 1997. №3. С.62-63.
20. Сидоренко Г.И. Зуботехническое материаловедение. К.: Высшая школа, 1988. 184 с.
21. Советский энциклопедический словарь / Под. Ред. А.М. Прохорова, 4 –е изд. № 1. 1988. 1600 с.
22. Трезубов В.Н., Штейнгатт М.З., Мишнев Л.М. Ортопедическая стоматология, прикладное материаловедение. СПб: Спец. лит. 351с.
23. J. Lenz, S. Schwarz, H. Schwickerath et al. Journal Of Applied Biomaterials, 1995, V. 6, P. 55 64.
24. Raymond L/ Bertolotti. Размещение критериев в выборе стоматологических сплавов. Стоматолог. 2000. №3 (23) С. 29 31.

References

1. Abolmasov N.H., Abolmasov N.N., Vyshkov V.A., Al-Khakym A. Ortopedycheskaia stomatolohyia. SHMA, 2000. 576 s.
2. Abolmasov N.H., Abolmasov N.N., Vyshkov V.A., Al-Khakym A. Ortopedycheskaia stomatolohyia. M.: MED press-ynform, 2002. 576 s.
3. Vares Э.Іа., Nahurnyi V.A. Yzghotovlenye zubnykh tselnolytykh protezov. Lvov, 1992. 124s.
4. Haramov L. Sekrety yzghotovlenyia vysokokachestvennykh karkasov pod metallokeramyku. Novoe v stomatolohyy. Dlia zubnykh tekhnkov. 2000. №4 (12). S.31-37.
5. Hryzodub V.I., Holubnychyi O.P., Ivanishchenko L.O., Sierova L.V. Poshuk shliakhiv pidvyshchennia mitsnosti ziednannia metalu i farforu. Visnyk stomatolohii. 1997. №3. S.406-408.
6. Doynikov A.Y., Synytsyn V.D. Zubotekhnicheskoe materyalovedenye. M.: Medytsyna, 1986. 208 s.
7. Zhulev E.N. Nesъemnye protezy. Nyzhnyi Novhorod : NHMA, 1995. 364 s.
8. Korol D.M., Korol M.D., Odzhubeiska O.D.ta in. Materialoznavstvo v stomatolohii: navch. posibnyk. Vinnytsia: Nova Knyha, 2019. 400 s.
9. Korol D.M., Ramus M.O., Korol M.D., Dorubets A.D. Klinichni i laboratorni osoblyvosti vyhotovlennia metalokeramichnykh zubnykh proteziv. Poltava.: FOP Myron I.A., 2017. 135 s.
10. Korol D.M., Korol M.D., Nidzelskyi M.Ia. ta in. Propedevtyka ortopedychnoi stomatolohii: pidruchnyk / pid zah. red. Korol D.M. Vinnytsia: Nova Knyha, 2019. 328 s.
11. Makeiev V.F., Kordiiak A.Iu., Horokh L.H. Halvanichni protsesy v porozhnyni rota ta yikh vplyv na orhanizm liudyny. Ch.1. Aktyvnist poverkhni metalovykh zubnykh proteziv ta elektrokhimichni reaktsii pry vzaiemodii metal/rotova ridyna. Novyny stomatolohii. 1999. 4 (21). S. 74-78.
12. Nidzelskyi M.Ia., Davydenko H.M., Kuznetsov V.V. Ortopedychna stomatolohiia dlia likariv-interniv: navchalnyi posibnyk. P.:FOP Bolotin A.V., 2016. 358 s.
13. Nidzelskyi M.Ia., Pysarenko O.A., Tsvetkova N.V., Babych V.V.. Tekhnika protseziinoho lytva v ortopedychnii stomatolohii. Poltava, 2014. 114 s.

14. Nykonov A.Iu., Serhyenko M.A. Экспериментальные исследования антиоксидантной терапии переносимости металлических ортопедических конструкций. Stomatologichni novyny: Zbirnyk prats z aktualnykh problem stomatologii. Vyn. 15. Za redaktsiieiu prof. V.F.Makieieva. Lviv 2016. s. 51.
15. Popkov V.A., Nesterova O.V., Reshetniak V.Iu., Avertseva Y.N.. Stomatologicheskoe materialovedenye: uch. posobyе. M.:MEDpress-ynform, 2006. 384 s.
16. Sydorenko H.Y. Zubotekhnicheskoe materialovedenye. K.: Vysshaha shkola, 1988. 184 s.
17. Skokov A.D. Splavy v ortopedicheskoi stomatologii//Novoe v stomatologii. 1998. №1.(1). S.28-39.
18. Tomashevskiy O.M. Osoblyvosti korozii noi povedinky mostovydneykh proteziv, vyhotovlenykh za riznoi u tekhnologii eiu. Pytannia ortopedichnoi stomatologii: Zb.nauk.pr. konf. Poltava,1997. S.115-116.
19. Tomashevskiy O.M. Osoblyvosti vyhotovlennia biolohichno indyferentnykh karkasiv lytykh metalovykh zubnykh proteziv. Novyny stomatologii. 1997. №3. S.62-63.
20. Sydorenko H.Y. Zubotekhnicheskoe materialovedenye. K.: Vysshaha shkola, 1988. 184 s.
21. Sovetskiy entsyklopedicheskiy slovar / Pod. Red. A.M. Prokhorova, 4 –e yzd. № 1. 1988. 1600 s.
22. Trezubov V.N., Shteinhart M.Z., Myshnev L.M. Ortopedicheskai a stomatologiya, prykladnoe materialovedenye. SPb: Spets. lyt. 351s.
23. J. Lenz, S. Schwarz, H. Schwickerath et al. Journal Of Applied Biomaterials, 1995, V. 6, P. 55 64.
24. Raymond L/ Bertolotti. Razmeshchenye kryteryev v vybere stomatologicheskyykh splavov. Stomatolog. 2000. №3 (23) S. 29 31.